

ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE

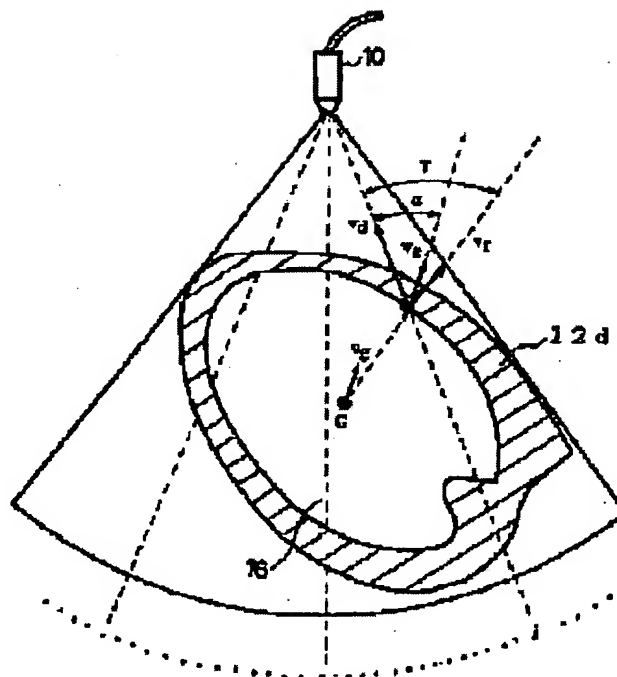
Patent number: JP8019540
Publication date: 1996-01-23
Inventor: OKADA TAKASHI; HARADA TAKEMITSU
Applicant: ALOKA CO LTD
Classification:
- international: **A61B8/06; A61B8/06; (IPC1-7): A61B8/06**
- european:
Application number: JP19940157470 19940708
Priority number(s): JP19940157470 19940708

Report a data error here

Abstract of JP8019540

PURPOSE: To provide an ultrasonic diagnostic device capable of accurate diagnosis of a subject by sensing the overall moving condition of the subject, and displaying the relative motion of the living body tissue excluding the overall movement.

CONSTITUTION: The contour of a myocardial 12d is extracted frame by frame, and the center of gravity G of a blood flow area 16 specified by the contour is determined. The center-of-gravity velocity vector v_g between frames is sensed. The center-of-gravity velocity component is subtracted from the motion velocity v of the myocardial tissue 12d relative to a probe 10, and thereby the velocity component is determined. The correction factor $\cos \gamma$ for the velocity component is determined on the basis of the angle γ formed by the ultrasonic beam axis (j) to the straight line tying the center of gravity G and each point on the myocardial tissue 12d, and the relative motion velocity of the myocardial tissue 12d with the center of gravity G is determined on the basis of the velocity component and correction factor $\cos \gamma$.



THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-19540

(43) 公開日 平成8年(1996)1月23日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 8/06

識別記号

庁内整理番号

7517-2J

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平6-157470

(22) 出願日 平成6年(1994)7月8日

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72) 発明者 岡田 孝

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ
株式会社内

(72) 発明者 原田 烈光

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ
株式会社内

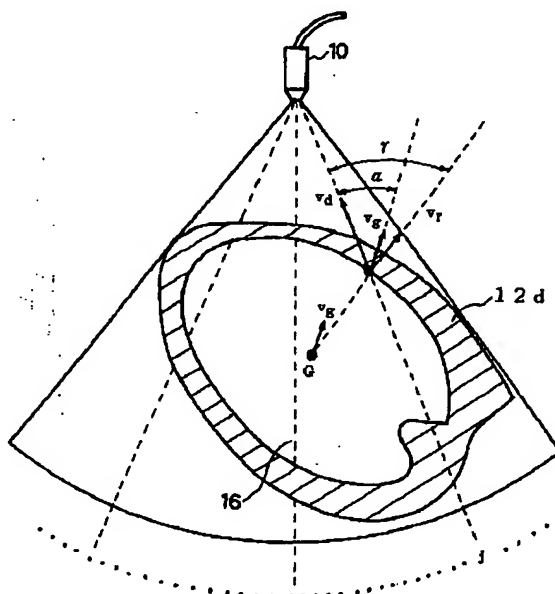
(74) 代理人 弁理士 吉田 研二 (外2名)

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【目的】 検体の全体的な運動状態を検出し、この全体運動を除いた生体組織の相対運動を表示し、被検体を正確に診断可能な超音波診断装置を提供する。

【構成】 フレーム毎に心筋組織12dの輪郭を抽出し、輪郭で規定される血液フローエリア16の重心Gを求める。更に、各フレーム間における重心速度ベクトル v_g を検出する。心筋組織12dの探触子10に対する運動速度 v_d から重心速度成分を減算し速度成分を求める。一方、重心Gと心筋組織12dの各点とを結ぶ直線と、超音波ビーム軸jとの成す角度 γ に基づいて、速度成分に対する補正係数 $\cos \gamma$ を求め、速度成分と補正係数 $\cos \gamma$ とに基づいて重心Gに対する心筋組織12dの相対運動速度を求める。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波ビームを被検体へ送受波し、受信波に基づいて超音波画像を表示する超音波診断装置において、

前記受信波から超音波ビーム軸方向における被検体組織の各点の運動速度を求める速度演算手段と、

1 フレーム毎に被検体組織の輪郭を検出する検出手段と、

前記輪郭によって規定される領域内の基準点を求め、各フレーム間における基準点の移動速度を求める基準点演算処理手段と、

前記基準点の移動速度と、前記被検体組織の各点の運動速度とに基づいて、前記基準点に対する前記被検体組織の各点の相対運動速度を求める速度補正手段と、

前記基準点に対する前記被検体組織の各点の相対運動速度を表示する表示手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記表示手段は、前記被検体組織の各点の相対運動速度を二次元表示し、

前記基準点に近づく方向に運動する前記被検体組織の各点の相対運動速度は、所定の色で表され、

前記基準点から遠ざかる方向に運動する被検体組織の各点の相対運動速度は、前記近づく方向に運動する前記被検体組織の相対運動速度とは異なる所定の色で表されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記表示手段は、前記相対運動速度の大きさを、輝度又は異なる色相によって表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記基準点は、前記領域の重心であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 請求項 1、請求項 2 及び請求項 4 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置において、

前記速度補正手段は、

超音波ビーム軸方向における前記被検体組織の各点の運動速度から、前記基準点の移動速度成分を減算して前記被検体組織の各点の速度成分を求める速度成分演算手段と、

前記超音波ビーム軸と、前記基準点と前記被検体組織の各点とを結ぶ直線との成す角度に基づいて、前記速度成分に対する補正係数を求める係数演算手段と、

前記速度成分と、前記補正係数とに基づいて前記基準点に対する被検体組織の各点の相対運動速度を求める相対速度演算手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】 請求項 1 又は請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置において、基準点演算処理手段は、

前記組織の輪郭によって規定される領域内の複数の微小面積領域についてそれぞれ重心要素を求め、前記重心要素に基づいて 1 フレーム毎に前記領域内の重心を求める重心演算手段と、

各フレーム間における前記領域内の重心の移動量を求め、この移動量に基づいて重心の移動速度を求める重心速度演算手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、超音波情報を用いて被検体組織の運動速度を測定し、被検体組織の運動状態を診断するためのいわゆる超音波ドブラ診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来から、被検体の運動状態を診断する超音波診断装置として特開平 2-193650 号公報に示されるような超音波ドブラ診断装置が知られている。この超音波ドブラ診断装置は、被検体の運動速度の二次元分布をリアルタイムでカラー表示する装置であり、例えば心臓を診断する場合には、高域通過フィルタを用いて、比較的高速度運動する血液に係るドブラ信号を抽出する。

【0003】 更に、低域通過フィルタを使用することによって、低速度運動する心臓の弁や心筋等の生体組織に係るドブラ信号を抽出し、この低速度ドブラ情報と高速度ドブラ情報とを選択的に表示することができる。

【0004】 このような超音波ドブラ診断装置を用いることにより、様々な速度で運動する被検体の特定領域の運動速度を測定し、心機能等の異常の診断を行っている。

【0005】 図 6 に従来の超音波ドブラ診断装置による生体組織の運動速度分布の表示例を示した。なお、図において、生体組織は心臓の心筋である。

【0006】 心臓の拡張期においては、探触子 10 に近い領域の心筋組織 12 f は、探触子 10 に対して近づく方向に運動し、探触子 10 に対して遠い領域の心筋組織 12 b は探触子 10 から遠ざかる方向に運動している。たとえば、従来の血流表示と同様なカラー表示の場合には、探触子 10 に対して近づく心筋組織 12 f は赤色で表示され、遠ざかる心筋組織 12 b は青色で表示される。

【0007】 一方、図示しない心臓の収縮期においては、探触子 10 に近い領域の心筋組織 12 f は、探触子 10 から遠ざかる方向に運動するために青色で表示され、探触子 10 に対して遠い領域の心筋組織 12 b は探触子 10 に近づく方向に運動するため赤色で表示され

る。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、被検体は三次元構造であり、例えば心臓においては、心臓全体が捩じれながら搏動しているため、心機能等の異常を正確に診断するためには、心臓全体の動きを検出して、心筋等の拡張・収縮運動を心臓全体の運動に対して相対的に検知する必要性があった。

【0009】一方、従来の超音波診断装置では、被検体の全体的な運動を検知し、この運動を除いた各生体組織の相対運動を測定し、診断することについては全く考慮していなかった。

【0010】本発明は、上記課題を解消するためになされたもので、被検体の全体的な運動状態を検出し、この全体的な運動を除いた生体組織の相対運動を表示し、被検体を正確に診断することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明に係る超音波診断装置は、以下のような特徴を有する。

【0012】超音波ビームを被検体に送受波し、受信波に基づいて超音波画像を表示する超音波診断装置において、前記受信波から超音波ビーム軸方向における被検体組織の各点の運動速度を求める速度演算手段と、1フレーム毎に被検体組織の輪郭を検出する検出手段と、前記輪郭によって規定される領域内の基準点を求め、各フレーム間における基準点の移動速度を求める基準点演算処理手段と、前記基準点の移動速度と、前記被検体組織の各点の運動速度とに基づいて、前記基準点に対する前記被検体組織の各点の相対運動速度を求める速度補正手段と、前記基準点に対する前記被検体組織の各点の相対運動速度を表示する表示手段と、を有することを特徴とする。

【0013】前記表示手段は、前記被検体組織の各点の相対運動速度を二次元表示し、前記基準点に近づく方向に運動する前記被検体組織の各点の相対運動速度は、所定の色で表され、前記基準点から遠ざかる方向に運動する被検体組織の各点の相対運動速度は、前記近づく方向に運動する前記被検体組織の相対運動速度とは異なる所定の色で表されることを特徴とする。

【0014】前記表示手段は、前記相対運動速度の大きさを、輝度又は異なる色相によって表示することを特徴とする。

【0015】前記基準点は、前記領域の重心であることを特徴とする。

【0016】前記速度補正手段は、超音波ビーム軸方向における前記被検体組織の各点の運動速度から、前記基準点の移動速度成分を減算して前記被検体組織の各点の速度成分を求める速度成分演算手段と、前記超音波ビー

ム軸と、前記基準点と前記被検体組織の各点とを結ぶ直線との成す角度に基づいて、前記速度成分に対する補正係数を求める係数演算手段と、前記速度成分と、前記補正係数とに基づいて前記基準点に対する被検体組織の各点の相対運動速度を求める相対速度演算手段と、を有することを特徴とする。

【0017】基準点演算処理手段は、前記組織の輪郭によって規定される領域内の複数の微小面積領域についてそれぞれ重心要素を求め、前記重心要素に基づいて1フレーム毎に前記領域内の重心を求める重心演算手段と、各フレーム間における前記領域内の重心の移動量を求め、この移動量に基づいて重心の移動速度を求める重心速度演算手段と、を有することを特徴とする。

【0018】

【作用】本発明に基づく超音波診断装置によれば、フレーム毎に生体組織の輪郭、例えば心臓の心筋と心腔との境界を検出して、輪郭で規定される心腔等のいわゆる閉領域内の基準点を求め、各フレーム間における基準点の移動速度を自動的に検出することができる。更に、この基準点の移動速度に基づいて、基準点に対する生体組織の相対運動速度を表示する。

【0019】従って、被検体全体の運動が除去され各生体組織固有の運動速度が検出可能であり、心筋梗塞等による生体組織の異常運動等を正確に診断することが可能となる。

【0020】また、求めた基準点に近づく方向に運動する組織の各点の相対運動速度を、所定の色で表示し、基準点から遠ざかる方向に運動する組織の各点の相対運動速度を、近づく方向に運動する被検体組織の相対運動速度とは異なる色で表示すれば、例えば被検体が心臓である場合、心臓の収縮期には、探触子からの距離にかかわらず、心筋組織が基準点に近づく方向に運動するので、画面上の心筋領域全体が同一の色で表示される。反対に、心臓の拡張期には、心筋組織は基準点から遠ざかる方向に運動するので収縮期とは異なる同一色で表示される。

【0021】従って、被検体の運動時相を容易に確認することができる。相対運動速度の大きさに応じて表示輝度を変化させれば、被検体組織の各点における更に詳細な運動状態を測定・診断することができる。

【0022】輪郭により規定される領域、例えば心腔等の閉領域の基準点を重心とした場合には、この重心と被検体の運動基準点との一致性が高い。よって、重心に対する生体組織の相対運動速度を求めれば、より正確に生体組織固有の運動状態を診断することができる。

【0023】更に、被検体の閉領域の基準点を重心とした場合に、閉領域内の各微小面積領域における重心要素を求め、重心要素を加算すれば、容易に1フレーム毎における閉領域内全体の重心を求めることができる。重心速度は、各フレーム間における閉領域内の重心の移動

10

20

30

40

50

量を求めることによって容易に与えられる。

【0024】従って、これらの重心情報は自動演算によって求めることができ、超音波診断装置のオペレータは、基準点に対する生体組織の相對運動速度を求めるにあたり、基準点を表示画面上で指定する等の特別な作業を行う必要がない。よって、短時間での診断が可能となり、またバラツキが小さく信頼性の高い相對運動速度情報を表示するので正確な診断が行える。

【0025】

【実施例】以下、本発明の一実施例を図を用いて説明する。

【0026】図1は、本発明の実施例に係る基準点に対する被検体組織の相對運動速度を求める方法を示す概念図である。探触子10は、被検体に対して超音波ビームの送受波を行う一般的なセクタスキヤンの探触子である。また、血液フローエリア16（いわゆる所定閉領域）は、被検体を心臓とした場合、心筋組織によって囲まれ血液が充満している心腔エリアである。重心Gは、血液フローエリア16の基準点であり、この重心Gの1フレーム間における移動速度は重心速度ベクトル v_g として示されている。

【0027】次に、本発明の超音波ドブラ診断装置の構成について図2及び図3を用いて説明する。ここで図3は図2の重心演算処理部40の構成を示す図である。

【0028】図2に示すように、走査制御部54は、タイミング信号発生部56からのタイミング信号により、送受波部20を介して探触子10における超音波の送受波を制御する制御部である。

【0029】送受波部20の他方の出力側には、増幅部22を介して検波部24が接続され、更にこの検波部24には、A/D変換部26が接続されている。検波部24は、被検体からの受信波の振幅情報に基づいて二次元の断層画像情報を抽出するための構成である。

【0030】A/D変換部26の出力側には重心演算処理部40が接続され、A/D変換部26から出力された被検体の二次元断層画像情報が入力される。

【0031】重心演算処理部40は、図3に示すような構成を有し、重心情報を演算する演算処理部である。

【0032】図3の面積演算部42は、図2の検波部24で得られた二次元断層画像情報に基づいて、1フレーム毎に図4の血液フローエリアの面積S及びこの血液フローエリアの微小面積領域 ΔS_i を求める演算部である。

【0033】また、重心演算部44は、面積演算部42に接続され、面積S及び微小面積 ΔS_i に基づいて血液フローエリアの重心Gを重心位置ベクトル R_g として求める演算部であり、重心速度演算部46は、重心演算部44に接続されて各フレーム間における重心Gの移動速度を求める演算部である。

【0034】重心速度演算部46は、重心速度 v_g の情

報を、速度補正部60の速度成分演算部62に出力し、重心演算部44は、重心Gの情報を重心位置ベクトル R_g として、速度補正部60の係数演算部64に出力する。

【0035】図2の送受波部20のもう一方の出力側には、直交検波部30が接続されている。直交検波部30は、探触子10が受波した超音波信号からドブラ信号を得るために送受波部20に接続されて直交検波を行う検波部であって、受波信号に対してタイミング信号発生部56から出力された90度位相の異なる参照信号を掛け合わせて直交検波を行う。

【0036】直交検波部30に接続されているローパスフィルタ32は、直交検波によって得られた実数成分と虚数成分の2つの信号から構成されるドブラ信号から、低速度（低周波数帯域）のドブラ信号のみを抽出するためのいわゆる低域通過フィルタである。ここで、被検体を心臓とすれば、低周波数帯域のドブラ信号は心筋等の生体組織であり、ローパスフィルタ32によって、図1の心筋組織12d内の血液に起因する高速度（高周波数帯域）のドブラ信号が除去され、心筋組織12d領域のドブラ信号が選択的に抽出される。なお、このローパスフィルタ32によって必ずしも選択的に心筋組織12d領域のドブラ信号を抽出する必要はなく、従来の超音波ドブラ診断装置において慣用されている高域通過フィルタを、単に取り除くだけでもよい。

【0037】このローパスフィルタ32には、抽出された低周波数帯域のドブラ信号に対して公知の相關演算処理を行って自己相關を求める自己相關部34が接続されている。

【0038】自己相關部34には、自己相關部34で求められた相關信号から、探触子10に対する被検体の運動速度 v_d を求める速度演算部36が接続され、この速度演算部36の出力側には、得られた運動速度 v_d を一旦記憶するドブラ用フレームメモリ38が接続されている。

【0039】また、ドブラ用フレームメモリ38には、速度補正部60の速度成分演算部62が接続されている。

【0040】速度成分演算部62は、図1に示す超音波ビーム軸jでの探触子10に対する心筋組織の運動速度ベクトル v_d から、重心演算処理部40から出力された重心速度ベクトル v_g の超音波ビーム軸j上の成分（ $v_g \cdot \cos \alpha$ ）を求めて減算し、速度成分（ $v_d - v_g \cdot \cos \alpha$ ）を求める演算部である。ここで、 α は超音波ビーム軸jと重心速度ベクトル v_g とのなす角である。

【0041】係数演算部64は、重心Gと超音波ビーム軸j上の生体組織の各点とを結ぶ直線と、超音波ビーム軸jとの成す角度 γ を求め、更にこの角度 γ に基づいて補正係数 $\cos \gamma$ を求める演算部である。

【0042】速度成分演算部62と係数演算部64の出力側には、相対速度演算部66が接続されている。この相対速度演算部66は、速度演算部36より得られた運動速度から、重心速度ベクトルの超音波ビーム軸の速度成分を減じた速度成分と、補正係数とに基づいて、重心Gに対する生体組織の相対運動速度 v_r を求める演算部である。得られた相対運動速度 v_r は、相対速度演算部66に接続されたDSC70、D/A変換部72を介して表示部74に、生体組織の二次元相対運動速度分布として表示される。

【0043】次に、本発明の実施例に係る基準点（重心）に対する生体組織の相対運動速度を求める手順について説明する。

【0044】まず、探触子10が超音波ビームを送波してその反射エコーを受波する。受信波は増幅部22を介して検波部24に出力され、検波部24は、この受信波の振幅情報に基づいて、被検体の断層画像（いわゆるBモード画像）情報を抽出し、A/D変換部26を介して重心演算処理部40に出力する。

【0045】重心演算処理部40では、出力された断層画像情報から、図1の血液フローエリア16の重心G及び重心速度ベクトル v_g を演算する。これを図4を併用して説明する。

【0046】まず、面積演算部42が、あるフレームn（n：整数）における血液フローエリアの微小面積 ΔSi と血液フローエリア全体の面積Sとを求める。

$$\Delta Si = (ri_{i,1}^2 - ri_{i,0}^2) \Delta \theta / 2 \dots \dots \dots (1)$$

ここで、 $\Delta \theta$ は、i番目とi+1番目の超音波ビームラインのなす角である。

【0052】また、血液フローエリアの面積Sは、次式のように微小面積 ΔSi を加算して求めることができ ※

$$S = \sum \Delta Si \dots \dots \dots (2)$$

求められた血液フローエリアの微小面積 ΔSi と面積Sは、図3の重心演算部44に出力される。重心演算部44では、フレームnにおける微小面積 ΔSi 領域の重心 Gi を重心位置ベクトル Rgi として、及び血液フローエリア全体の面積Sの重心Gを重心位置ベクトル Rg として演算して求める。

$$rgi = \{ (ri_{i,1}^2 + ri_{i,0}^2) / 2 \}^{1/2} \dots \dots \dots (3)$$

【数4】

$$\theta gi = (\theta_i + \theta_{i+1}) / 2 \dots \dots \dots (4)$$

フレームnにおける血液フローエリアの重心位置ベクトル $Rg (rg, \theta g)$ は、次式で与えられ、図3の係数演算部64及び重心速度演算部46に出力される。 ☆

$$Rg (n) = \sum Rgi \Delta Si / S \dots \dots \dots (5)$$

重心演算部44は、フレームnの次フレームであるフレームn+1についてもフレームnと同様に重心位置ベクトル $Rg (n+1)$ を求め、これを、順次係数演算部64及び重心速度演算部46に出力する。

【0057】重心速度演算部46は、血液フローエリア

* 【0047】探触子10を極座標の原点0とすると、探触子10から送波されたi（i：整数）番目の超音波ビームは、探触子10に近い心筋組織12（前壁）に対して ri,a と ri,o 、探触子に遠い心筋組織12（後壁）に対して ri,i と ri,p の計4点で交差する。

【0048】輪郭14の決定は、例えばi番目の超音波ビームについて、受信波から得られた断層画像情報（振幅情報）に対して、心筋組織の境界で発生するピークをカウントすることにより決定する。即ち、この4つのピークのうち原点0に最も近いピークから2番目のピーク位置を ri,o 、最も遠いピークより1つ手前のピーク位置を ri,i とする。

【0049】なお、予め得られた断層画像情報に対して平均化処理を行い、心筋組織12に起因する振幅値（輝度値）より低く、血液に起因する振幅値（輝度値）よりも高い所定の閾値を用いて、この断層画像情報を二値化する。更に、この二値化された断層画像情報に基づいて心筋組織12の輪郭14決定を行えば、ノイズによって断層画像情報に欠落等が発生していてもこの欠落等を補間することが可能で、より正確な輪郭14を抽出することができる。

【0050】隣り合うi番目とi+1番目の超音波ビームライン間における血液フローエリアの微小面積 ΔSi は、次式で与えられる。

【0051】

【数1】

$$\Delta Si = (ri_{i,1}^2 - ri_{i,0}^2) \Delta \theta / 2 \dots \dots \dots (1)$$

※る。

【0053】

【数2】

$$S = \sum \Delta Si \dots \dots \dots (2)$$

★ 【0054】微小面積 ΔSi の重心位置ベクトル要素 $Rgi (rgi, \theta gi)$ の各成分 $rgi, \theta gi$ は、それぞれ次式で与えられる。

【0055】

【数3】

$$rgi = \{ (ri_{i,1}^2 + ri_{i,0}^2) / 2 \}^{1/2} \dots \dots \dots (3)$$

★

40

$$\theta gi = (\theta_i + \theta_{i+1}) / 2 \dots \dots \dots (4)$$

☆ 【0056】

【数5】

$$Rg (n) = \sum Rgi \Delta Si / S \dots \dots \dots (5)$$

の重心の移動速度を、次式のように各フレームの重心位置ベクトル Rg の差分をとることによって求め、速度成分演算部62に順次出力する。

【0058】

【数6】

10

20

30

40

50

9

10

$$v_g(n) = |Rg(n+1) - Rg(n)| / \Delta t \cdots \cdots (6)$$

以上のようにして、重心Gと重心速度ベクトル v_g が求められ、得られた重心Gは係数演算部64に出力され、また重心速度ベクトル v_g は速度成分演算部62に出力される。

【0059】一方、受信波に基づいて、直交検波部30によってドブラ信号が抽出される。更に、ローパスフィルタ32によって低速度運動体である図1の心筋組織12dに係るドブラ信号が選択的に抽出される。

【0060】次に、自己相関部34が、この心筋組織12dに係る低周波数帯域のドブラ信号に対して自己相関演算処理を行って相関信号を出力し、速度演算部35は、この相関信号から超音波ビーム軸j方向での心筋組織の探触子10に対する運動速度を運動速度 v_d として求め、これはドブラ用フレームメモリ38に一旦記憶される。

【0061】次に、重心演算処理部40から重心速度 v_g が出力され、ドブラ用フレームメモリ38から図1に*

$$v_r = (v_d - v_g * \cos \alpha) / \cos \gamma \cdots \cdots (7)$$

以上の処理を1フレームを構成する各超音波ビームライン上の心筋組織の各点に対して行い、求められた重心Gに対する心筋組織12d各点の相対運動速度 v_r は、DSC70及びD/A変換部72を介して、表示部74に、図5の斜線部のように心筋組織の二次元相対運動速度分布12rとして表示される。

【0065】表示に際し、カラードブラ法では、求めた重心Gに近づく方向に運動する心筋組織の相対運動速度を、所定の色（例えば赤色）で表示し、重心Gから遠ざかる方向に運動する心筋組織の相対運動速度を、近づく方向に運動する被検体組織の相対運動速度とは異なる色（例えば青色）で表示する。

【0066】よって、心臓の収縮期には、探触子10からの距離にかかわらず、心筋組織が重心Gに近づく方向に運動するので、心筋組織の相対運動速度分布12rは同一の色で表示される。反対に、心臓の拡張期には、図5に示すように心筋組織が重心Gから遠ざかる方向に運動するため、心筋組織の相対運動速度分布12rは収縮期とは異なる同一色で表示される。

【0067】従って、このようなカラー表示をした場合には、被検体の運動時相を確認することができる。また、相対運動速度の大きさに応じ表示輝度を変化させれば、生体組織の各点における更に詳細な運動状態を測定・診断することができる。なお、必要に応じて重心演算処理部40からの重心Gを相対運動速度分布12rと合成して表示部74に表示してもよい。

【0068】輪郭によって規定される領域、例えば心腔等の閉領域の基準点を重心とした場合には、この重心と被検体の運動基準点との一致性が高い。よって、重心に対する生体組織の相対運動速度を求めれば、より正確に生体組織固有の運動状態を診断することができる。な

*示す超音波ビーム軸j方向での探触子10に対する心筋組織の運動速度 v_d が出力されると、速度成分演算部62は、重心速度ベクトル v_g の超音波ビーム軸jの成分($v_g * \cos \alpha$)を求め、運動速度ベクトル v_d から、この重心速度ベクトル v_g の超音波ビーム軸jの成分を減算する。これによって速度成分($v_d - v_g * \cos \alpha$)を求め、相対速度演算部66に出力する。

【0062】係数演算部64では、重心Gと超音波ビーム軸j上の心筋組織の各点とを結ぶ直線と、超音波ビーム軸jとの成す角度 γ を求め、更にこの角度 γ に基づいて補正係数 $\cos \gamma$ を求めて相対速度演算部66に出力する。

【0063】相対速度演算部66では、次式に基づいて重心Gに対する心筋組織12dの相対運動速度 v_r を求める。

【0064】

【数7】

お、基準点が被検体の運動の中心点であればよく、必ずしも重心でなくとも同一の効果が得られる。

【0069】更に、被検体の閉領域の基準点を重心とした場合に、この閉領域内の各微小面積領域におけるの重心要素を求め、重心要素を加算すれば、容易に1フレーム毎における閉領域内全体の重心を求めることができる。重心速度は、各フレーム間における閉領域内の重心の移動量を求めることによって容易に与えられる。

【0070】従って、これらの重心情報を、自動的に演算して求めることができ、超音波診断装置のオペレータは基準点に対する被検体組織の相対速度を求めるにあたり、特に基準点を表示画面上で指定する等の作業を行う必要がない。よって、短時間での診断が可能となり、またバラツキが小さく信頼性の高い相対速度情報を表示するので正確な診断が行える。

【0071】なお、本実施例では、重心を心筋組織の断層画像情報（振幅情報）に基づいて求めたが、心筋組織の二次元運動速度分布や、血液の二次元運動速度分布から、図1の心筋組織12d内の血液フローエリア16の輪郭を求めてもよい。輪郭が決定されれば、上記の方法と同様にして血液フローエリア16の重心G及び重心速度ベクトル v_g を求めることができる。

【0072】また、一般的に超音波ドブラ診断装置では、超音波ビーム軸に対して直交する方向に運動する領域は、図6のようにドブラ効果の性質上その運動速度を求めることができない。しかし、例えば、他方向からも超音波を送受波する等の所定の補間処理を行うことにより、図5に示すような欠落の無い生体組織の運動速度分布を表示を行うことも可能である。

【0073】

【発明の効果】以上説明したように、本発明に係る超音

波診断装置によれば、被検体の所定領域内の基準点を求め、各フレーム間における基準点の移動速度を検出した。次に、この基準点の移動速度に基づいて、基準点に対する被検体組織の各点の相対運動速度、即ち被検体の全体的な運動に対する被検体の各組織の相対的運動を表示することとした。

【0074】従って、被検体全体の運動情報が除去され、各被検体組織固有の運動速度が検出可能であり、心臓等のように三次元構造で全体が捩じれながら搏動する被検体に対しても、心筋梗塞等による生体組織の異常運動等を正確に診断することが可能となる。

【0075】また、求めた基準点に近づく方向に運動する組織の各点の相対運動速度を、所定の色で表示し、基準点から遠ざかる方向に運動する組織の各点の相対運動速度を、近づく方向に運動する被検体組織の相対運動速度とは異なる色で表示すれば、例えば被検体が心臓である場合、心臓の収縮期には、探触子からの距離にかかわらず、心筋組織は、基準点に近づく方向に運動するので、画面上の心筋領域全体が同一の色で表示される。反対に、心臓の拡張期には、心筋組織は基準点から遠ざかる方向に運動するので収縮期とは異なる同一色で表示される。

【0076】従って、被検体の運動時相を容易に確認することができる。相対運動速度の大きさに応じて表示輝度を変化させれば、被検体組織の各点における更に詳細な運動状態を測定・診断することができる。

【0077】輪郭によって規定される領域、例えば心腔等の閉領域の基準点を重心とした場合には、この重心と被検体の運動基準点との一致性が高い。よって、重心に対する生体組織の相対運動速度を求めれば、より正確に生体組織固有の運動状態を診断することができる。

【0078】更に、被検体の閉領域の基準点を重心とした場合に、この閉領域内の各微小面積領域においての重心要素を求め、重心要素を加算すれば、容易に1フレ-

ム毎における閉領域内全体の重心を求めることができる。重心速度は、各フレーム間における閉領域内の重心の移動量を求めることによって容易に与えられる。

【0079】従って、これらの重心情報を、自動的に演算して求めることができ、装置のオペレータが、基準点に対する被検体組織の相対運動速度を求めるに当たり、特に基準点を表示画面上で指定する等の作業を行う必要がない。よって、短時間での診断が可能となり、またバラツキが小さく信頼性の高い相対運動速度情報を表示するので正確な診断が行える。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例に係る重心に対する心筋組織の相対運動速度を求める方法を示す概念図である。

【図2】本発明の実施例に係る超音波ドブラ診断装置の概略ブロック図である。

【図3】図2の重心演算処理部の概略ブロック図である。

【図4】本発明の実施例に係る被検体の所定領域の基準点を演算する方法を説明する概念図である。

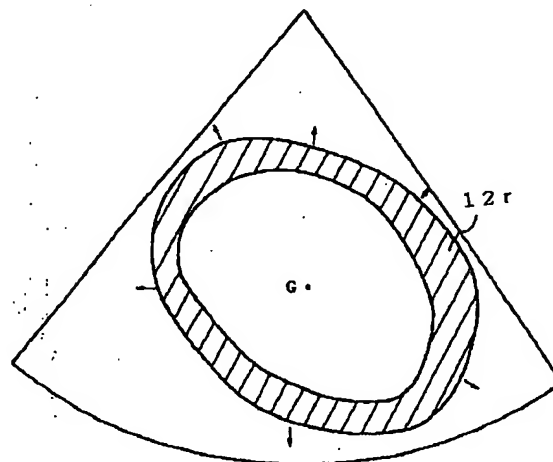
【図5】本発明の実施例に係る重心に対する心筋組織の相対運動速度分布の表示例を示す図である。

【図6】従来の超音波ドブラ診断装置による心筋組織の運動速度分布の表示例を示す図である。

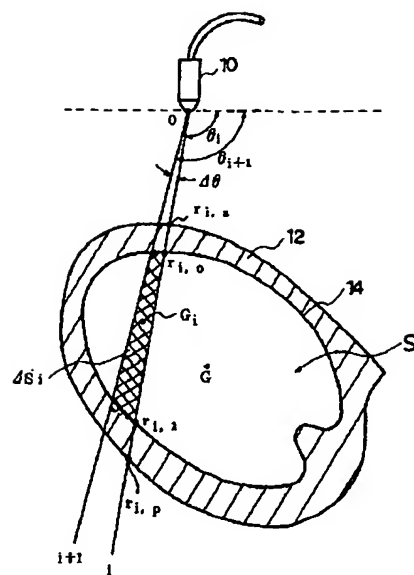
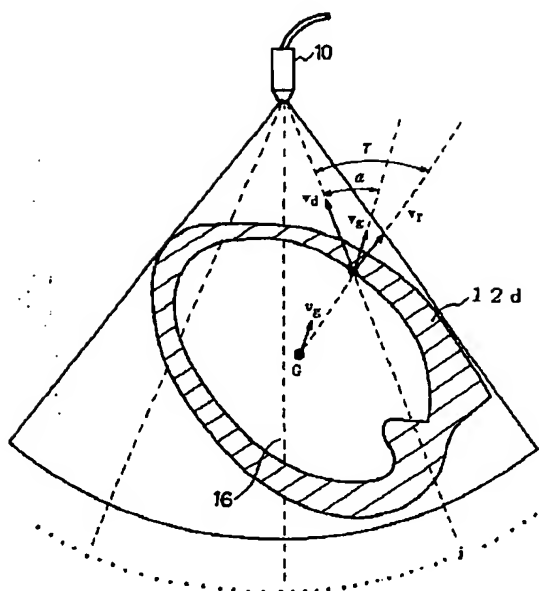
【符号の説明】

- 10 探触子
- 12 心筋組織
- 12r 相対運動速度分布
- 14 輪郭
- 16 血液フローエリア
- 40 重心演算処理部
- 60 速度補正部
- 62 速度成分演算部
- 64 係数演算部
- 66 相対速度演算部

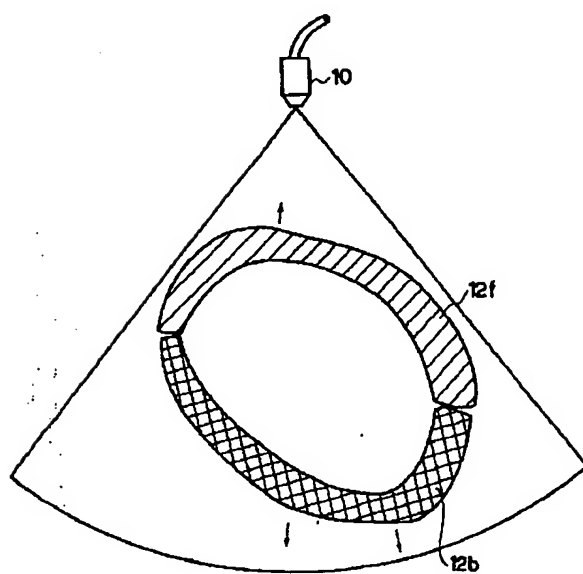
【図5】



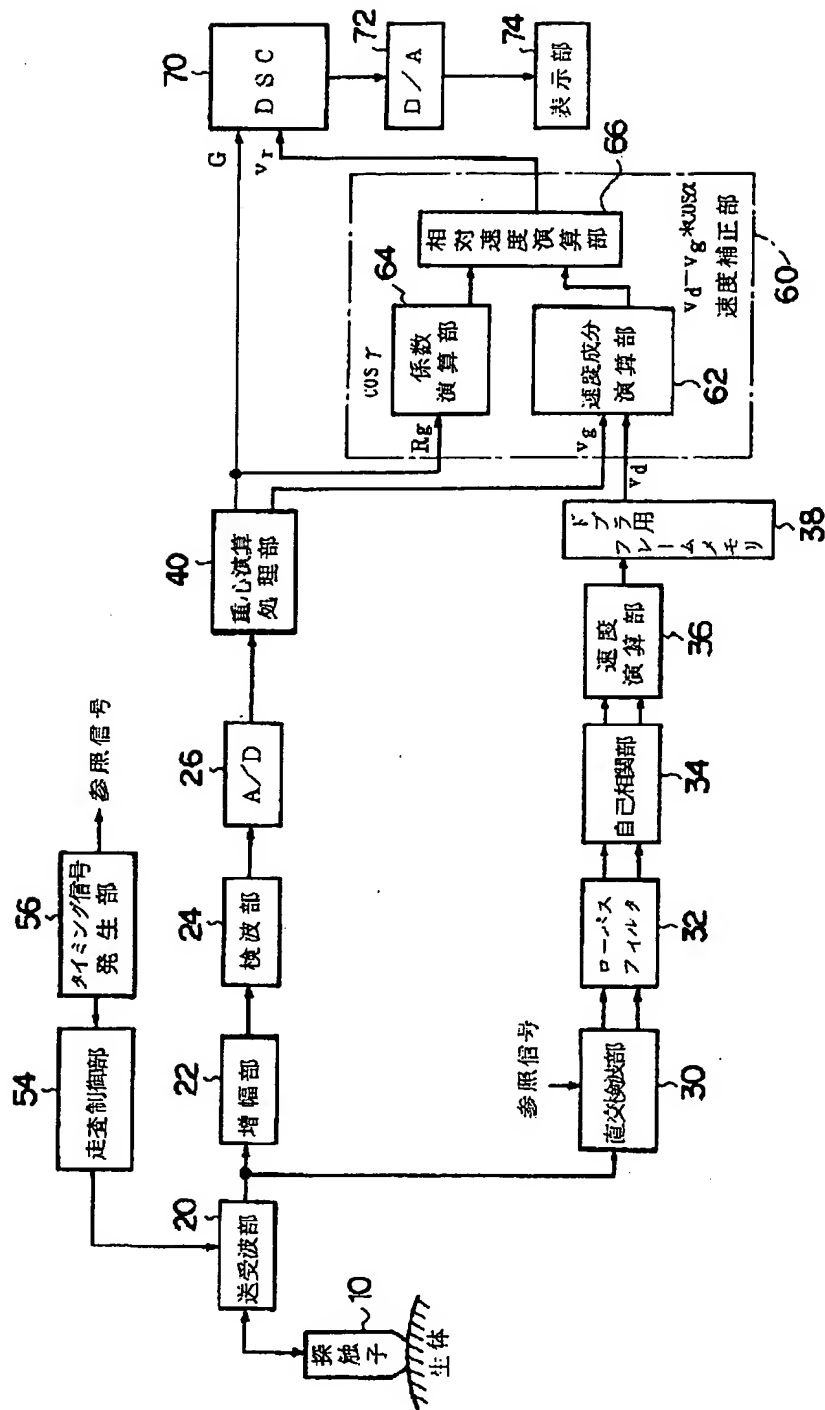
【図 4】



【図 6】



【図 2】



【図3】

